

Requested document: [DE3201801 click here to view the pdf document](#)

Method and device for measuring the component sections of the living eye

Patent Number:
Publication date: 1983-09-08
Inventor(s): FERCHER ADOLF FRIEDRICH PROF D (DE)
Applicant(s): FERCHER ADOLF FRIEDRICH PROF D
Requested Patent: ☐ [DE3201801](#)
Application Number: DE19823201801 19820121
Priority Number(s): DE19823201801 19820121
IPC Classification: A61B3/10
EC Classification: [A61B3/10B](#), [G01B11/14](#)
Equivalents:

Abstract

The invention relates to a method for measuring the optical length of the distances between the various optical interfaces of the eye. The method is based on observation of interference phenomena of the light which is reflected or remitted by the eye, illuminated by partially coherent light, at the front surface of the cornea and at the inner interfaces. In order to observe these interference phenomena, the path differences, arising at the eye, of the light bundles are compensated by an interferometer. This can be performed, for example, by a Michelson interferometer, as represented in the figure. The displacement, required to compensate the path differences, of one of the interferometer end mirrors from the basic

interferometer position (15' to 15 or to 15") is then equal to the optical length to be measured.



Data supplied from the esp@cenet database - I2

THIS PAGE BLANK (USPTO)



②① Aktenzeichen: P 32 01 801.0
②② Anmeldetag: 21. 1. 82
④③ Offenlegungstag: 8. 9. 83

⑦① Anmelder:

Fercher, Adolf Friedrich, Prof. Dr.-Phys., 4300 Essen,
DE

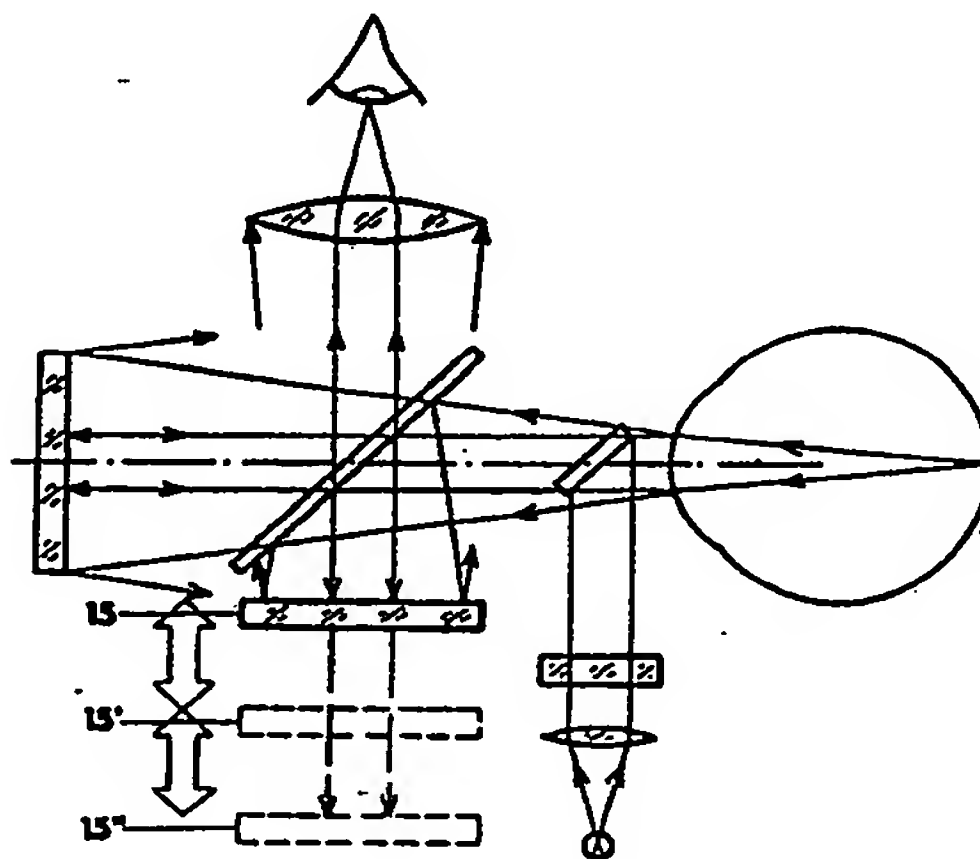
⑦② Erfinder:

gleich Anmelder

Behördeneigentlich

⑤④ Verfahren und Anordnung zur Messung der Teilstrecken des lebenden Auges

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Messung der optischen Länge der Abstände zwischen den verschiedenen optischen Grenzflächen des Auges. Das Verfahren beruht auf der Beobachtung von Interferenzerscheinungen des Lichts, welches von dem mit teilkohärentem Licht beleuchteten Auge an der Hornhautvorderfläche und an den inneren Grenzflächen reflektiert oder remittiert wird. Zur Beobachtung dieser Interferenzerscheinungen werden die am Auge entstehenden Wegdifferenzen der Lichtbündel durch ein Interferometer kompensiert. Dies kann beispielsweise, wie in der Figur dargestellt, durch ein Michelson-Interferometer erfolgen. Die zur Kompensation der Wegdifferenzen notwendige Verschiebung eines der Interferometerendspiegel aus der Interferometergrundstellung (15' nach 15 oder nach 15'') ist dann gleich der zu messenden optischen Länge. (32 01 801)



Patentansprüche

1. Verfahren und Anordnung zur Messung der optischen Länge der Abstände zwischen den verschiedenen optischen Grenzflächen des Auges dadurch gekennzeichnet, daß das Auge mit teilkohärentem Licht beleuchtet wird und die optische Wegdifferenz der an den verschiedenen Grenzflächen reflektierten Lichtbündel gemessen wird.
2. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß zur Messung der optischen Wegdifferenz der am Auge reflektierten Lichtbündel ein Interferometer benutzt wird.
3. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß zur Messung der optischen Wegdifferenz der am Auge reflektierten Lichtbündel ein Michelson-Interferometer benutzt wird.
4. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß zur Messung der optischen Wegdifferenz der am Auge reflektierten Lichtbündel ein modifiziertes einarmiges Michelson-Interferometer benutzt wird.
5. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß das Auge mit einem kollimierten teilkohärenten Lichtbündel beleuchtet wird.
6. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß das Auge mit einem divergierenden oder mit einem konvergierenden Lichtbündel beleuchtet wird.
7. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß als Lichtquelle (1) eine Glühlampe benutzt wird.
8. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß als Lichtquelle (1) eine Gasentladungs-

lampe benutzt wird.

9. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß als Lichtquelle (1) eine Laserdiode benutzt wird.
10. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß als Lichtquelle (1) ein Farbstofflaser benutzt wird.
11. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß als Lichtquelle (1) ein multispektral emittierender Gasentladungslaser benutzt wird.
12. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß als Lichtquelle (1) ein multispektral emittierender Ionenlaser benutzt wird.
13. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 und Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß als Lichtquelle (1) ein anderer multispektral emittierender Laser benutzt wird.
14. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß das Auge mit quasimonochromatischem Licht verschiedener Wellenlängen beleuchtet wird.
15. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß die Interferenzen der vom Auge remittierten Lichtbündel etwa 8 cm vor dem Auge beobachtet werden.
16. Verfahren und Anordnung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß das Auge mit einem so stark divergierenden oder konvergierenden Lichtbündel beleuchtet wird, daß auf der Netzhaut ein defokussierter Lichtfleck entsteht.

21.01.82
3

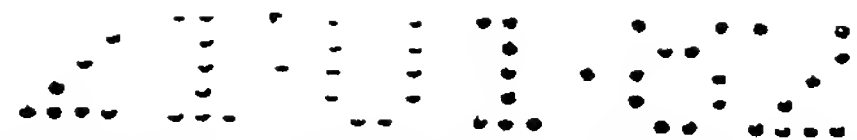
3201801

Prof. Dr. Adolf Friedrich Fercher
Graf Luckner Höhe 30
4300 Essen 16

17. Januar 1982

Patentanmeldung

Anmeldernummer : 1 472 917
Aktenzeichen des Anmelders: PA 1/82
Bezeichnung: Verfahren und Anordnung zur Messung der Teilstrecken
des lebenden Auges
Anmelder : Fercher, Adolf Friedrich, Prof. Dr., 4300 Essen
Erfinder: gleich Anmelder



3201801

Verfahren und Anordnung zur Messung der Teilstrecken des lebenden Auges

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Messung der optischen Länge der Teilstrecken des menschlichen Auges in vivo, insbesondere für die Augenheilkunde und die Augenoptik. Unter Teilstrecken werden hier die Abstände zwischen den verschiedenen optischen Grenzflächen des Auges verstanden.

Für die Diagnostik von Ametropien des menschlichen Auges ist beispielsweise die Kenntnis der optischen Länge der axialen Teilstrecke von der Hornhautvorderfläche zur Retina wichtig. Diese Kenntnis erlaubt die zwei möglichen Ursachen von Ametropien, nämlich falsche Brechkraft des optischen Systems des Auges und falsche Baulänge des Augapfels, zu trennen.

Bisher ist die Messung der Längen dieser Teilstrecken nur mit Ultraschallmethoden möglich. Ein sehr weit entwickeltes Verfahren dieser Art ist in dem Aufsatz "Neuartige Ultraschallbiometrie" in der Zeitschrift: Klin. Mbl. Augenheilk. 177 (1980) Seiten 101 bis 106 beschrieben.

Das Ultraschallverfahren ist relativ ungenau und für den Patienten sehr belästigend. Das Auge muß wegen der notwendigen akustischen Ankopplung von Schallgeber und -empfänger anästhetisiert oder auch stillgelegt werden. Ferner kann aus der akustisch bestimmten Länge nicht ohne weiteres auf die optische Länge des Auges geschlossen werden.

Eine Aufgabe der Erfindung ist daher insbesondere darin zu erblicken, gegenüber dem Stand der Technik ein für den Patienten belästigungsfreies Verfahren anzugeben. Ferner ist es eine Aufgabe der Erfindung, die Meßgenauigkeit zu erhöhen und insbesondere die für die Optik des Auges relevanten Längen, nämlich die optischen Längen, zu messen.

Das angemeldete Verfahren benutzt zwar weitgehend bekannte klassische interferometrische Verfahren, jedoch ist von vorneherein völlig unerwartet, daß diese Methoden am Auge überhaupt

anwendbar sind und es ist unbekannt, wie diese Verfahren anzuwenden sind.

Das erfindungsgemäße Verfahren beruht auf der Beobachtung von Interferenzerscheinungen des Lichts, welches von einem mit teilkohärentem Licht beleuchteten Auge an der Hornhautvorderfläche und an inneren Grenzflächen des Auges reflektiert oder remittiert wird und mißt die optische Länge, also das Integral über Brechungsindex mal Weglänge von der Hornhautvorderfläche bis zur Retina oder zu anderen optischen Grenzflächen im Auge.

Das erfindungsgemäße Verfahren wird im folgenden anhand der Figuren 1 bis 8 erläutert.

Fig. 1 stellt eine grundsätzliche Anordnung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens dar.

Fig. 2 stellt eine vereinfachte Ausführung der erfindungsgemäßen Anordnung dar.

Fig. 3 stellt eine Variante der erfindungsgemäßen Anordnung dar, bei welcher zwei Meßstellungen des Interferometers möglich sind.

Fig. 4 stellt eine besonders einfache Anordnung zur Durchführung des erfindungsmäßigen Meßverfahrens dar.

Fig. 5 stellt eine Anordnung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens dar, bei welcher die optische Wegdifferenz der Augenreflexe mit einem modifizierten einarmigen Michelson-Interferometer gemessen wird.

Fig. 6 stellt eine Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens dar, bei welcher ein Laser als Lichtquelle zum Einsatz kommt.

Fig. 7 stellt eine Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens dar, bei der die Kollimation des das Auge beleuchtenden Lichtbündels variierbar ist.

Fig. 8 stellt eine Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens dar, welche insbesondere zur Messung der Abstände von der Hornhautvorderfläche zur Hornhauthinterfläche und zu den Grenzflächen der Augenlinse ^{ge-}eignet ist.

Die Zahlen in den Figuren bedeuten:

- 1 ... teilkohärente Lichtquelle
- 2 ... kollimierende Optik
- 3 ... teildurchlässiger Umlenkspiegel
- 4 ... Auge des Probanden
- 5 ... Hornhautvorderfläche
- 6 ... an der Hornhautvorderfläche reflektiertes Lichtbündel
- 6'... Hornhautreflex (6) nach Reflexion an dem einen Interferometerspiegel
- 6"... Hornhautreflex (6) nach Reflexion an dem anderen Interferometerspiegel
- 7 ... Augenhintergrund
- 8 ... am Augenhintergrund reflektiertes Lichtbündel
- 8'... Netzhautreflex (8) nach Reflexion an dem einen Interferometerspiegel
- 8"... Netzhautreflex (8) nach Reflexion am zweiten Interferometerspiegel
- 9 ... Optik zur Fokussierung der Lichtreflexe vom Auge
- 10 ... Teilerspiegel des Interferometers nach Michelson
- 10'... entspiegelte Oberfläche des Teilerspiegels 10
- 10"... teilverspiegelte Oberfläche des Teilerspiegels 10
- 11 ... Fokus des Retinareflexes
- 12 ... Interferometerspiegel
- 13 ... Bohrung im Interferometerspiegel
- 14 ... Achse des einen Interferometerarms
- 14'... Achse des anderen Interferometerarms
- 15 ... Interferometerspiegel in Meßstellung
- 15'... Interferometerspiegel in Grundstellung
- 15"... Interferometerspiegel in einer zweiten Meßstellung
- 16 ... Beobachter
- 17 ... Okular
- 18 ... Streuschirm
- 19 ... Beobachter
- 20 ... Okular
- 21 ... langbrennweitiges Okular
- 22 ... Beobachtungsebene der Interferenzen
- 23 ... Teilerspiegel des modifizierten einarmigen Michelson-Interferometers

- 24 ... Endspiegel des modifizierten einarmigen Michelson-Interferometers
- 25 ... Absorber zur Abschwächung des Beleuchtungsbündels
- 26 ... Optik zur Fokussierung des Laserstrahls
- 27 ... Meßstrecke
- 28 ... Optik zur Fokussierung der Augenreflexe
- 29 ... Lochblende
- 30 ... von der hinteren Grenzfläche der Augenlinse reflektiertes Lichtbündel
- 31 ... hintere Grenzfläche der Augenlinse

In Figur 1 beleuchtet die Lichtquelle 1 über die kollimierende Optik 2 nach Abschwächung des Lichtbündels auf sicherheitstechnisch zulässige Leistungswerte beispielsweise durch einen Absorber 25 und Umlenkung durch den halbdurchlässigen Umlenkspiegel 3 die Eintrittspupille des Auges 4. Das von der Lichtquelle 1 emittierte Licht muß räumlich mindestens teilkohärent sein. Die Kohärenzlänge dieses Lichts soll von Größenordnung jener Genauigkeit sein, mit welcher die optischen Teillängen des Auges gemessen werden sollen; sie kann jedoch grundsätzlich auch viel kürzer sein. Am Auge 4 treten verschiedene reflektierte Lichtbündel durch Fresnelreflexion oder Rückstreuung an den verschiedenen Grenzflächen wie Hornhautvorderfläche, Hornhautrückseite, Augenlinsenoberflächen und Grenzflächen der Retina auf. Wir betrachten im folgenden den von der Hornhautvorderfläche 5 kommenden Hornhautreflex 6 und den aus dem Augenhintergrund 7 kommenden Retinareflex 8.

Das Prinzip des angemeldeten Verfahrens besteht darin, die beiden Lichtbündel 6 und 8 zur Interferenz zu bringen. Das völlig unerwartete hierbei ist, daß diese Lichtbündel tatsächlich interferenzfähig sind, wenn entweder die Kohärenzlänge des benutzten Lichts hinreichend groß ist oder wenn man die optische Wegstreckendifferenz der beiden Lichtbündel kompensiert. Diese optische Wegstreckendifferenz ist genau dem 2-fachen Wert der optischen Weglänge von der Hornhaut zur Retina. Zur Messung dieser Strecke

dient das in der linken Hälfte der Figur 1 dargestellte Interferometer, welches hier vom Michelson-Typ ist.

Die beiden vom Auge reflektierten Lichtbündel 6 und 8 durchlaufen den teildurchlässigen Spiegel 3 und werden von der Optik 9 nach Durchlaufen eines weiteren teildurchlässigen Spiegels 10 mit entspiegelter Oberfläche 10' und teilverspiegelter Oberfläche 10'' fokussiert. Spiegel 10 ist hier der Teilerspiegel eines Michelson-artigen Interferometers und verteilt die Reflexe 6 und 8 auf die beiden Interferometerarme. Im Fokus 11 des Retinareflex 8 befindet sich der Interferometerspiegel 12. Er besitzt eine kleine Bohrung 13, sodaß der Retinareflex 8 durch diese das Interferometer verläßt. Nur der Hornhautreflex 6' wird von dem Umlenkspiegel 12 in das Interferometer zurückreflektiert. Zur leichteren Justierung ist der Umlenkspiegel 12 senkrecht zur Interferometerachse 14 in 2 Koordinatenrichtungen verschiebbar. Der Umlenkspiegel 15 bildet den zweiten Interferometerspiegel. Er reflektiert beide Reflexe 6'' und 8'' zurück in das Interferometer. Am Interferometerausgang erscheinen somit 3 Lichtbündel: der Hornhautreflex 2-mal und zwar als Lichtbündel 6' und 6'' und der Retinareflex einmal als Lichtbündel 8''.

In der Interferometergrundstellung sind die beiden Interferometerarme gleich lang. Ist die Kohärenzlänge des Lichts hinreichend klein, beispielsweise kleiner als die optische Weglänge von der Hornhaut zur Netzhaut, dann interferieren in dieser Stellung nur die Lichtbündel 6' und 6'' miteinander. Ein Beobachter 16 sieht mit einem Okular 17 ein Interferogramm, wie es vom Michelson-Interferometer her wohlbekannt ist, nämlich je nach Spiegelneigung zu den Interferometerachsen parallele Streifen mit unterschiedlichen Streifenabständen. Verschiebt man einen der beiden Interferometerspiegel längs der Interferometerachsen, beispielsweise wie in Figur 1 angedeutet den Spiegel 15, so lange, bis die optische Wegdifferenz der Lichtbündel 6 und 8 am Auge kompensiert wird, dann tritt Interferenz zwischen den Lichtbündeln 6' und 8'' auf. Dies ist die Meßstellung des Interferometers. Meßresultat ist der Abstand 27 der Spiegelpositionen

in Grundstellung (15') und Meßstellung (15). Diese Spiegelverschiebung kann mit Längenmeßverfahren, wie sie dem Stand der Technik entsprechen, gemessen werden. Ein Beobachter 16 sieht in der Meßstellung des Interferometers mit einem Okular 17 am Interferometerausgang wiederum, wie oben schon beschrieben, die vom Michelson-Interferometer her wohlbekannten Interferenzerscheinungen, nämlich gerade oder konzentrisch gekrümmte Interferenzstreifen unterschiedlicher Abstände. Die nun beobachtbare Interferenzerscheinung ist jedoch zeitlich variabel: die Interferenzstreifen bewegen sich periodisch in entgegengesetzte Richtung und zwar zeitlich synchron mit dem Herzpuls des Probanden. Ursache hierfür ist die durch den Blutdruck bedingte geringe Deformation des Auges. Diese periodische Bewegung der Interferenzstreifen ist ein wichtiges Kriterium für die Identifizierung der gesuchten Interferenzerscheinung.

Jener Betrag, um welchen der Umlenkspiegel 15 aus der Interferometergrundstellung zur Beobachtung der zuletzt beschriebenen Interferenzerscheinung verschoben werden mußte, entspricht der optischen Weglänge von der Hornhautvorderfläche zur Retina. Um diesen Betrag genau bestimmen zu können, muß die Kohärenzlänge des von der Lichtquelle 1 emittierten Lichts hinreichend klein sein, was jedoch im allgemeinen unproblematisch ist. Offenbar läßt sich diese Strecke nur bis auf einen Fehler von etwa der Kohärenzlänge des Lichts bestimmen, weil innerhalb dieses Intervalls die Interferenzerscheinung immer auftritt. Der Kontrast dieser Interferenzerscheinung nimmt allerdings mit zunehmender Abweichung der Interferometerwegdifferenz von der zu messenden optischen Weglänge schnell ab, sodaß der Fehler deutlich kleiner als die Kohärenzlänge des benutzten Lichts werden kann. Bei Verwendung von Weißlicht etwa, läßt sich die zu messende Strecke bis auf einen Fehler von Größenordnung $1 \mu\text{m}$ genau bestimmen.

In Figur 1 ist ferner noch eine Hilfseinrichtung zur Justierung des Spiegels 12 dargestellt. Der Retinareflex 8 trifft auf einen Streuschirm 18, wo er von dem Beobachter 19 mit einem Okular 20 beobachtet wird. Der Spiegel 12 wird so justiert, daß der Reflex

8 ungehindert die Bohrung 13 passiert.

In Figur 2 ist eine alternative Anordnung zur Anordnung nach Figur 1 dargestellt: Der Interferometerspiegel 12 ist hier im Fokus des Hornhautreflex 6 aufgestellt, sodaß hier nur der Retinareflex 8' in das Interferometer zurückgespiegelt wird. In der Interferometergrundstellung beobachtet man hier stationäre Interferenzerscheinungen zwischen den Lichtbündeln 8' und 8'' und in der Meßstellung wiederum zeitlich variierende Interferenzen zwischen den Lichtbündeln 6'' und 8'.

Ferner ist in Figur 2 angedeutet, daß der Beobachter 16 ein sehr langbrennweitiges Okular 21 benutzt. Er beobachtet virtuelle Interferenzerscheinungen zwischen den Lichtbündeln 6'' und 8' etwa in der Ebene 22. Es ist vorteilhaft, die Beobachtungsebene 22 etwa 8 cm vor das Auge zu legen, weil in diesem Abstand die Intensitäten der beiden Lichtbündel 6 und 8 etwa gleich sind und damit die zu beobachtenden Interferenzen optimalen Kontrast zeigen.

Es sei auch darauf hingewiesen, daß die beiden Interferometerarme mit den Achsen 14 und 14' gegenseitig vertauscht werden können.

Schließlich ist in Figur 2 die Hilfseinrichtung, bestehend aus Streuer 18 und Okular 20, weggelassen, weil sich der Spiegel 12 in einem sorgfältig gebauten Interferometer auch so hinreichend genau aufstellen läßt. Alternativ zur Bohrung 13 kann zur Eliminierung eines der beiden Lichtbündel anstelle einer Bohrung im Umlenkspiegel auch ein Absorber oder eine andere Lichtfalle eingesetzt werden.

Insbesondere ist es auch möglich, wie in Figur 3 dargestellt, die Bohrung 13 ersatzlos wegzulassen. Dann beobachtet man am Interferometerausgang bei drei verschiedenen Spiegelstellungen Interferenzerscheinungen: in der Grundstellung 15' beobachtet man stationäre Interferenzen zwischen den Lichtbündeln 6' und 6'' sowie zwischen den Lichtbündeln 8' und 8'', in der Meßstellung

15 beobachtet man Interferenzen zwischen den Lichtbündeln 6' und 8'' und in der Meßstellung 15'' beobachtet man Interferenzen zwischen den Lichtbündeln 6'' und 8'. Das Meßergebnis 27 ist hier gleich dem Abstand einer der Meßstellungen 15 oder 15'' zur Grundstellung 15'.

Eine weitere Ausführungsform der erfindungsgemäßen Anordnung ist in der Figur 4 dargestellt. Gegenüber den Anordnungen der Figuren 1, 2 und 3 ist hier vereinfachend die Optik 9 weggelassen. Wie bei der Anordnung nach Figur 3 gibt es auch hier zwei Meßstellungen (15 und 15'') und das dort Gesagte trifft auch hier zu. Eine weitere Ausführungsform dieses Interferometers ergibt sich durch Verwendung von Dachkantprismen als Umlenkspiegel 12 und 15. Dadurch wird die Empfindlichkeit des Interferometers gegenüber Verkippungen der zwei Endspiegel kleiner.

In Figur 5 wird zur Messung der optischen Wegdifferenz der Lichtreflexe ein modifiziertes einarmiges Michelson-Interferometer benutzt. Dieses besteht aus Teilerfläche 10, Teilerplatte 23 mit einer entspiegelten und einer teilverspiegelten Oberfläche und einem Endspiegel 24; die beiden Interferometerarme überlappen einander weitgehend. Einer der beiden Spiegel 23 oder 24 ist beweglich und läßt sich in die Grundstellung oder in die Meßstellung des Interferometers verschieben. Der Abstand zwischen den beiden Spiegelflächen in der Meßstellung gibt hier die Meßstrecke an. Bei hinreichender räumlicher Kohärenz kann auch hier der Umlenkspiegel 24 als Dachkantprisma ausgebildet sein, wodurch die Justierempfindlichkeit des Interferometers verkleinert wird. Alles zur Meßgenauigkeit und Kohärenzlänge des Lichts oben Gesagte, gilt hier ebenso wie bei den Anordnungen nach Figur 2, 3 und 4.

Als Lichtquelle eignen sich alle zeitlich teilkohärenten Lichtquellen wie Glühlampen, Gasentladungslampen, Farbstofflaser, Halbleiterlaserdioden, Gas- und Ionenlaser mit multispektraler Emission. Bei Verwendung von Glühlampen, Gasentladungslampen und Laserdioden befindet sich das leuchtende Volumen beziehungsweise

die Austrittsfläche des Lichts im Falle der Laserdiode oder ein Bild dieser Stellen in der vorderen Brennebene der Optik 2. Bei Verwendung von Lasern kann der aus diesen austretende Strahl nach Abschwächung durch einen Absorber oder durch andere Mittel die Eintrittspupille des Auges über den Umlenkspiegel 3 direkt beleuchten, wie in Figur 6 dargestellt. Alternativ kann nach Figur 7 der Laserstrahl durch eine weitere Optik 26 in der vorderen Brennebene der Optik 2 fokussiert werden. Letzteres ist dann notwendig, wenn, wie unten noch beschrieben wird, die verschiedenen optischen Teilstrecken des Auges bei unterschiedlichen Akkomodationszuständen gemessen werden sollen.

Durch Verwendung von quasimonochromatischem Licht unterschiedlicher Wellenlänge läßt sich mit dem erfindungsmäßigen Verfahren jede der optischen Teilstrecken des Auges auch wellenlängenabhängig bestimmen (quasimonochromatisches Licht ist Licht, welches aus monochromatischen Spektralkomponenten unterschiedlicher Wellenlängen λ zusammengesetzt ist, jedoch liegen diese Wellenlängen der Spektralkomponenten alle in einem Wellenlängenintervall $\Delta\lambda$, für welches $\Delta\lambda < \lambda$ gilt). Dadurch kann auch die Dispersion der transparenten Augenmedien gemessen werden.

Eine weitere Meßmöglichkeit ergibt sich, wenn die Kollimierung des das Auge beleuchtenden Lichtbündels durch die Optik 2 verändert wird. Dies kann dadurch erfolgen, daß beispielsweise die Optik 2 als Zoom-Optik ausgebildet wird oder einfach durch Verschieben der Optik 2 längs ihrer Achse. Das Auge des Probanden fokussiert dabei soweit möglich von selbst nach, um ein scharfes Bild der Lichtquelle zu sehen. Damit läßt sich die optische Länge der axialen Teilstrecken des Auges auch bei verschiedenen Akkomodationszuständen messen. Bei Benutzung einer Laserbeleuchtung nach Fig. 7 kann alternativ auch die Optik 26 als Zoom-Optik ausgebildet oder längs ihrer optischen Achse verschiebbar sein.

In den obigen Ausführungsbeispielen der Erfindung wurde ausschließlich die Messung der Länge der axialen Teilstrecke von

der Hornhautvorderfläche zur Retina beschrieben. Nach denselben erfindungsmäßigen Prinzipien lassen sich auch die anderen axialen Teilstrecken des Auges messen. Durch Orientierung der Achse des beleuchtenden Lichtbündels schräg zur optischen Achse des Auges lassen sich ebenso die nichtaxialen Teilstrecken messen. Im folgenden wird noch eine Modifikation des erfindungsmäßigen Verfahrens näher beschrieben, die sich insbesondere zur Messung der optischen Länge der axialen Teilstrecke von der Hornhautvorderfläche zur Hornhautrückseite und zu den Grenzflächen der Augenlinse eignet. Hier stört das intensitätsstarke, vom Augenhintergrund kommende Licht. Es ist daher vorteilhaft, dieses Licht durch eine entsprechende Führung des Strahlengangs, beispielsweise nach Figur 8, abzuschwächen. Dort wird die Eintrittspupille des Auges mit einem divergenten Lichtbündel so beleuchtet, daß das Auge dieses Licht nicht fokussieren kann. Dies hat zunächst den Vorteil, daß höhere Strahlleistungen benutzt werden können. Die Reflexe von der Hornhautvorderfläche 6 und den anderen Grenzflächen können durch eine Optik 28 in eine Lochblende 29 fokussiert werden und diese ungestört passieren. Hingegen wird das von der Retina reflektierte Lichtbündel 8 durch die Lochblende stark abgeblendet. In der Figur 8 ist als Beispiel der Reflex 30 von der zweiten Grenzfläche 31 der Augenlinse eingezeichnet. An die Lochblende 29 schließt sich nach links der Strahlengang einer zur Messung von Lichtwegdifferenzen geeigneten Vorrichtung, beispielsweise wie in den obigen Bildern ein Interferometer, an; dieser Strahlengang ist in Figur 8 nicht eingezeichnet.

14
Leerseite

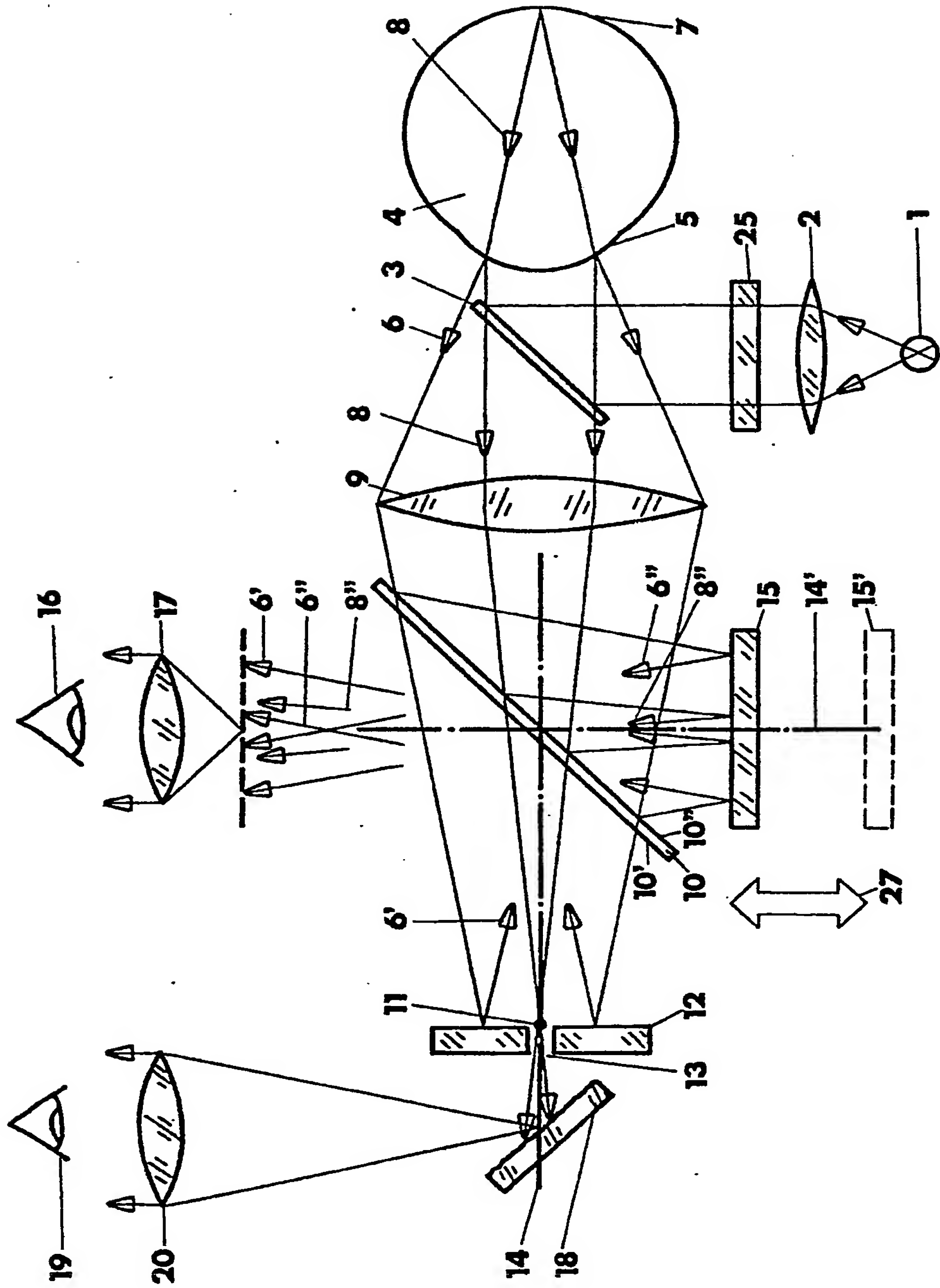


Fig. 1

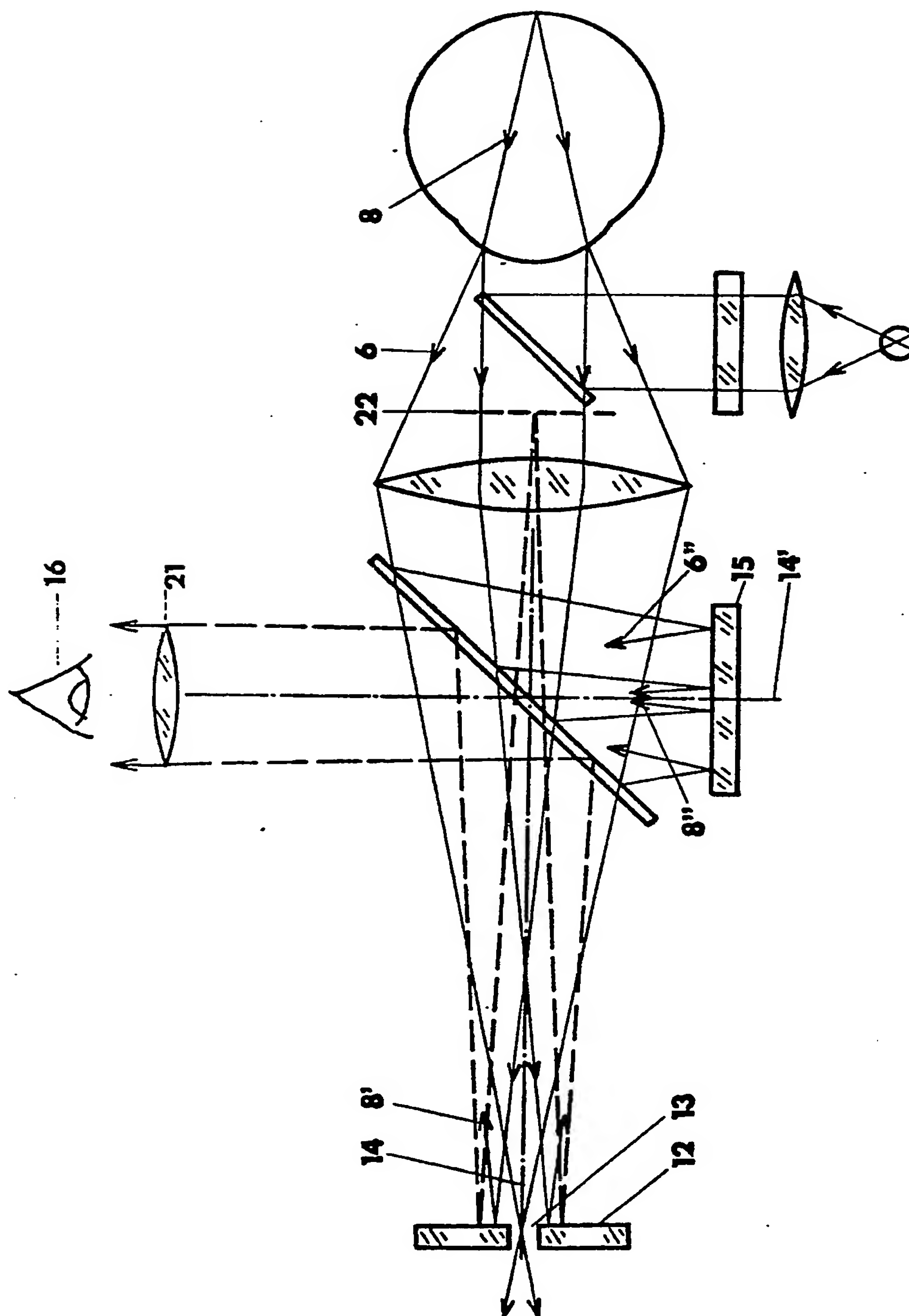
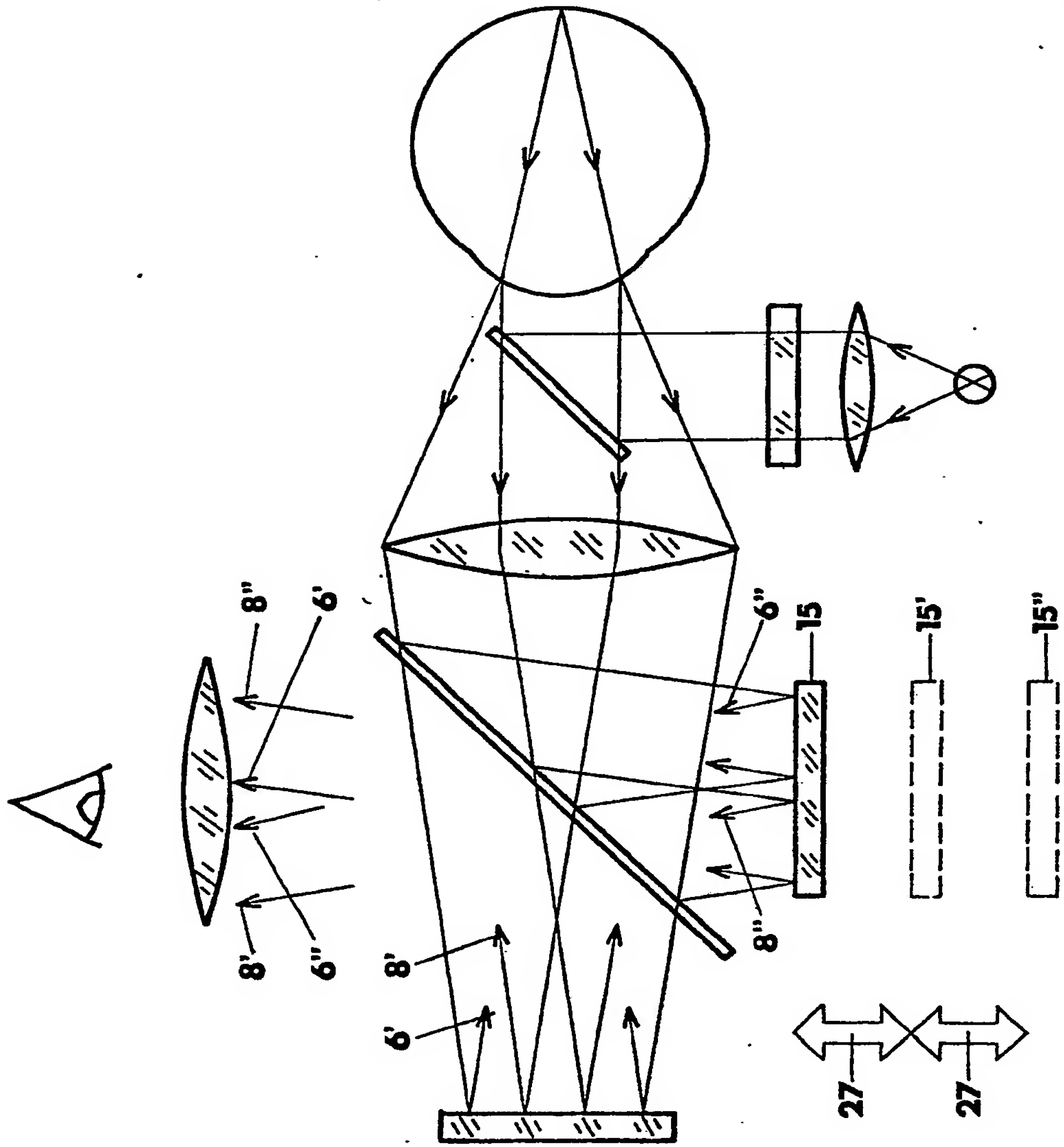


Fig.2

Fig.3



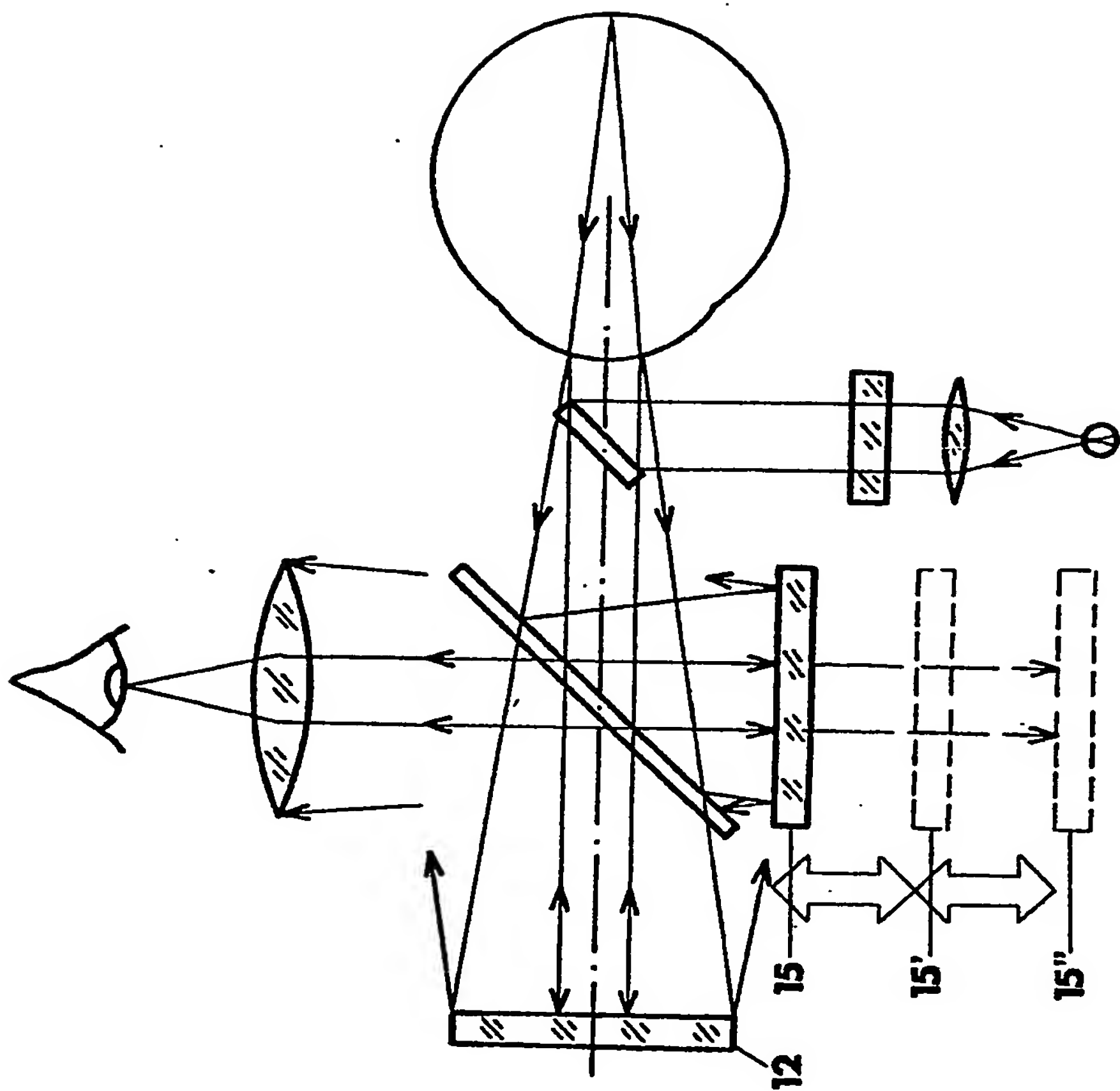
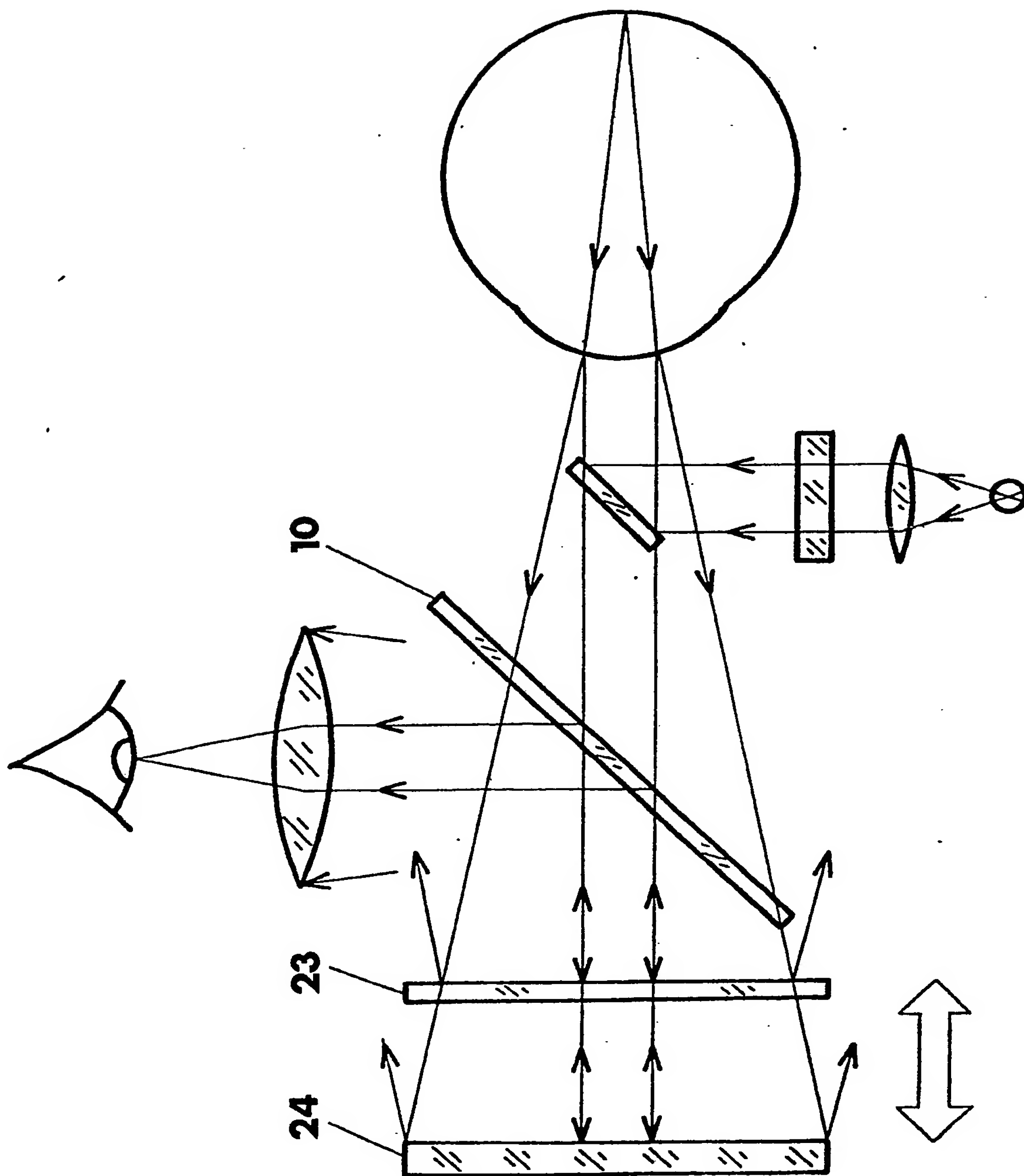


Fig. 4

Fig. 5



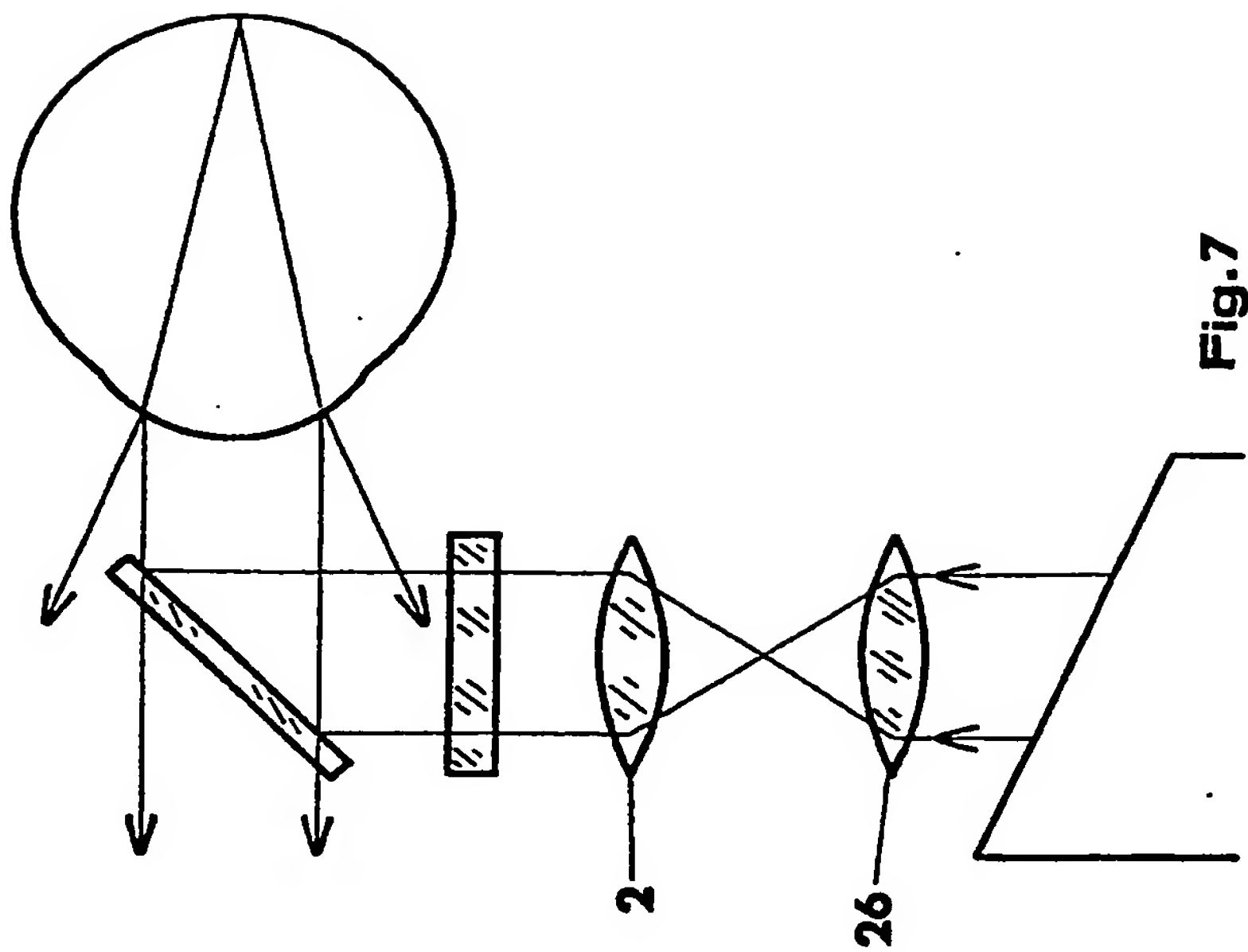


Fig. 7

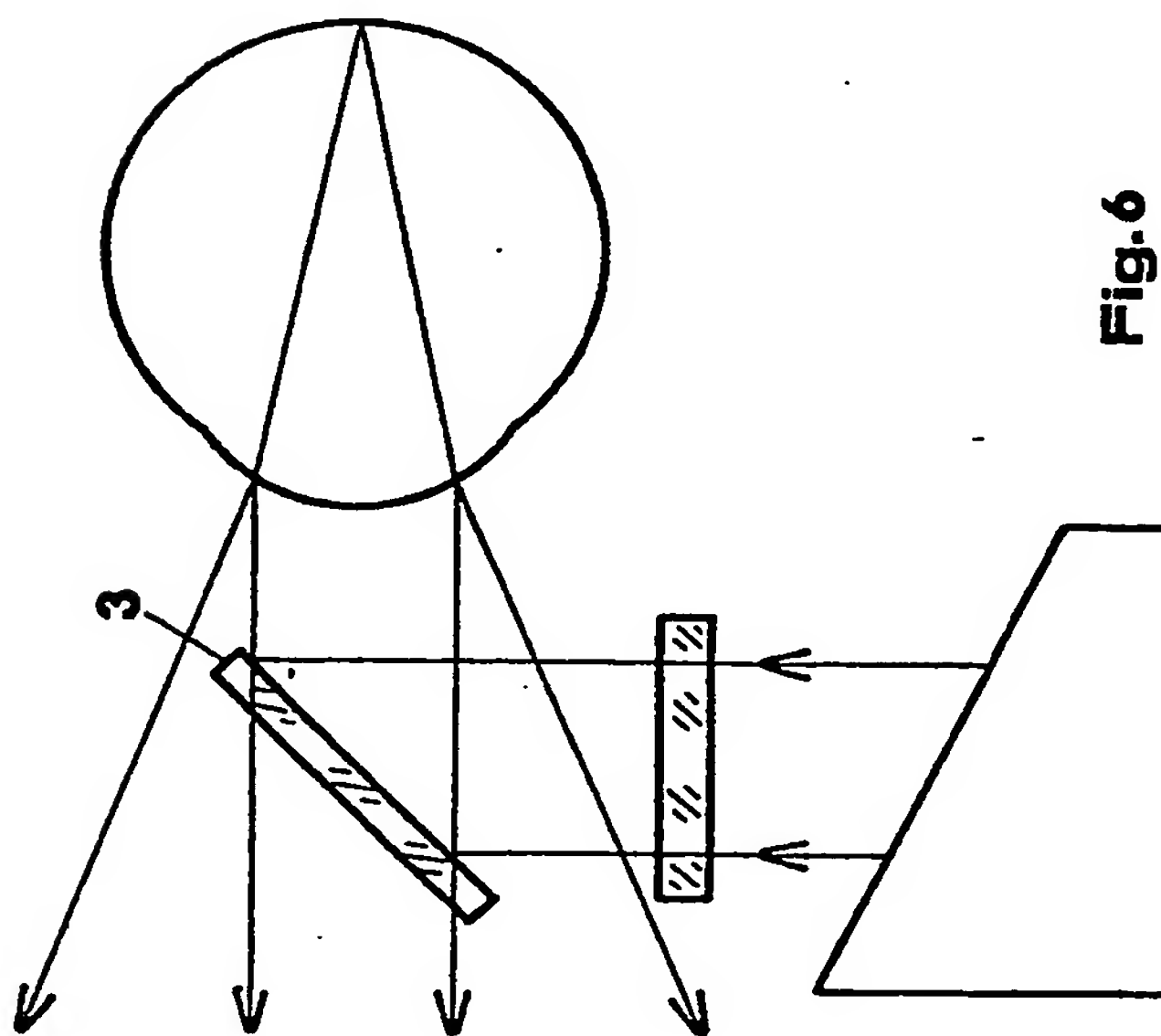


Fig. 6

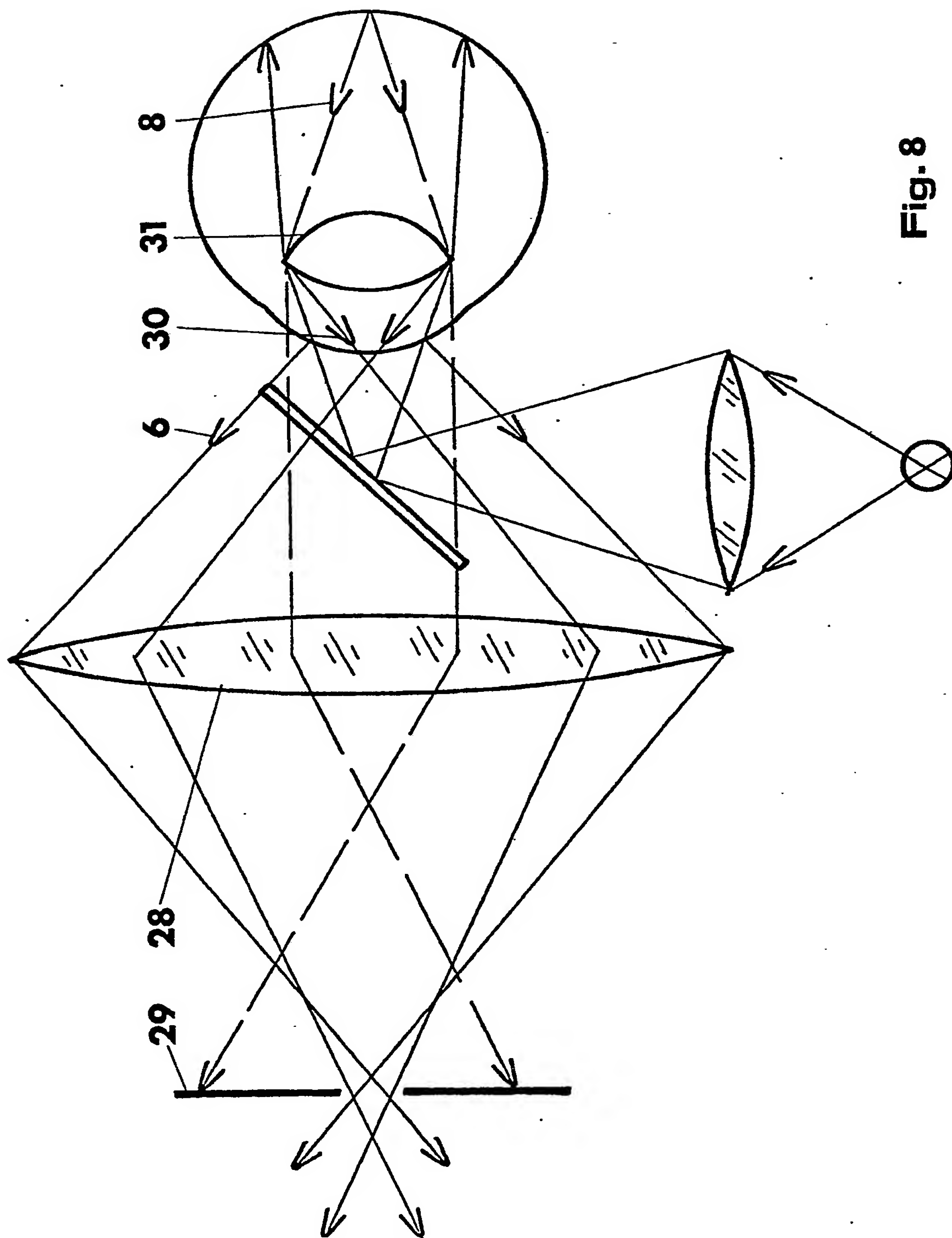


Fig. 8